

**DENTAL AND MEDICAL CORDLESS LASER AND METHOD FOR STERILIZING ORGAN TISSUE BY HARDENING COMPOUND MATERIAL WITH USING THE SAME**

Patent Number: JP2000300683  
Publication date: 2000-10-31  
Inventor(s): YUTAKA SHIMOJI  
Applicant(s): YUTAKA SHIMOJI;; NIPPON AVIONICS CO LTD  
Requested Patent: ☐ JP2000300683  
Application Number: JP19990111953 19990420  
Priority Number(s):  
IPC Classification: A61N5/06; A61B18/20; A61C3/02; A61C13/15; A61L2/10  
EC Classification:  
Equivalents:

---

**Abstract**

---

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide low-cost miniaturized independent type efficient and chargeable dental or surgical laser equipment by making a battery and a semiconductor pumping laser adjustable to the light absorbing characteristics of a target by selecting the output power of an output laser beam to a prescribed value even when the power consumption of the laser equipment is maximum during laser operation.

**SOLUTION:** The heat exchanger of a thermoelectric heating and cooling type performs the tuning control of a microchip laser and temperature control. The temperature and diffraction factor of crystal are adjusted by heating and cooling and the output wavelength of a laser beam radiated from the microchip laser is adjusted. An external reflecting means 13 is arbitrarily selectively attached to a housing 1 so that the laser beam can be reset to the target portion of a patient having a difficulty to move and arrive in the optical path of the output laser beam. A battery 2 is selected so as to provide the capacity of the output laser power of 10 W at a maximum and 20 mW at a minimum for power consumption during laser operation.

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-300683

(P2000-300683A)

(43) 公開日 平成12年10月31日 (2000. 10. 31)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームコード* (参考)
A 6 1 N 5/06		A 6 1 N 5/06	E 4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/20		A 6 1 B 17/36	3 5 0 4 C 0 5 2
A 6 1 C 3/02		A 6 1 C 3/02	R 4 C 0 5 8
13/15		A 6 1 L 2/10	4 C 0 8 2
A 6 1 L 2/10		A 6 1 C 13/14	B
審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 8 頁)			

(21) 出願番号 特願平11-111953

(22) 出願日 平成11年4月20日 (1999. 4. 20)

(71) 出願人 599054787

ユタカ・シモジ

アメリカ合衆国・34624・フロリダ州・ク

リアウォーター・ユニバーシティ コー

ト・2125

(71) 出願人 000227836

日本アビオニクス株式会社

東京都港区西新橋三丁目20番1号

(74) 代理人 100064621

弁理士 山川 政樹

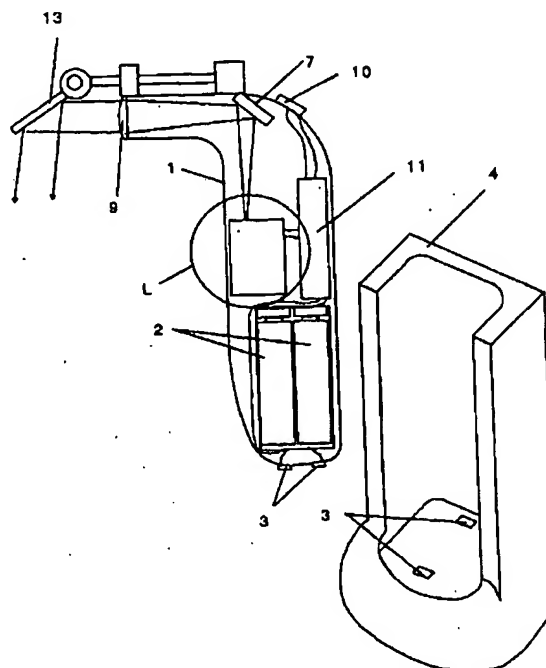
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯科用及び医科用コードレス・レーザ及びそれを用いた複合材を硬化させ、生体組織を滅菌する方法

(57) 【要約】

【課題】 低コストで製造することができ、小型な独立型の、効率的、充電可能な、歯科用または外科用レーザ機器を提供する。

【解決手段】 最大10ワットを消費し、少なくとも20ミリワットのピーク出力ビーム・パワーを発生し、ターゲット材料の光吸収特性に合わせてマイクロチップ・レーザの出力を調整できるようにした。その出力ビームで対象部位を滅菌し、医科用充填材料を硬化させる。その硬化の際、ビームの焦点を最初組織と材料の境界位置にあわせ、徐々に焦点を材料の表面側に移動させるようにする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 外科処置および歯科処置用の小型で充電可能な手持ち式レーザー機器であって、半導体ポンピング・レーザを含む単一の手持ち式ハウジングと、ポンピング・レーザに光学的に接触しかつポンピング・レーザによってポンピングされるマイクロチップ・レーザと、レーザ・ビームをマイクロチップ・レーザからターゲットまで送るようにハウジング内に取り付けられた内部反射手段と、出力レーザ・ビームを調整するために内部反射手段から離れたハウジングの一端に取り付けられた出力用レンズと、充電電極に電気的に接続されて単独の電源としての役割を果たす少なくとも1個の充電可能なバッテリーと、ハウジングに取り付けられて指先の圧力に応答しかつバッテリーおよびポンピング・レーザに電気的に接続される制御手段と、ハウジングが充電器に差し込まれたときバッテリーを充電させる充電電極とを含み、バッテリーおよびポンピング・レーザが、レーザ動作中のレーザ機器の電力消費が最大でも10ワットとなるように、かつ出力レーザ・ビームの出力パワーが少なくとも20ミリワットとなるように選択され、出力パワーをターゲットの光吸収特性に対して調整可能であるレーザ機器。

【請求項2】 マイクロチップ・レーザに熱的に接触する熱電式熱交換器を設け、マイクロチップ・レーザによって発生した出力レーザ・ビームの出力波長を調整するためにマイクロチップ・レーザの温度を制御できるようにするとともに、ハウジングに取り付けられ、かつバッテリー、制御手段、ポンピング・レーザに電気的に接続されて、出力レーザ・ビームの出力パワーを増減させて、ターゲットの光吸収特性に合わせて出力パワーを調整する可変パワー・ダイオードを含む請求項1に記載のレーザ機器。

【請求項3】 外科および歯科処置用の、小型で充電可能な手持ち式のマルチプル・マイクロチップ・レーザ機器であって、少なくとも2個のマイクロチップ・レーザと光学的に接触している少なくとも1個の半導体ポンピング・レーザを含む単一の手持ち式ハウジングと、1個のマイクロチップから他のマイクロチップに切り換えるためにマイクロチップ・レーザに電気的に接続されたスイッチング手段と、スイッチング手段とレーザに電気的に接続されてレーザ動作中に単独の電源としての役割を果たす少なくとも1個の充電可能なバッテリーと、バッテリーに電気的に接続され、ハウジングが充電器に差し込まれたときにバッテリーを充電させる充電電極と、レーザ・ビームをマイクロチップ・レーザからターゲットまで送るようにハウジング内に取り付けられた少なくとも1個の内部反射手段とを含み、バッテリーが、レーザ動作中の機器の電力消費が最大でも10ワットとなり、かつ出力レーザ・ビームの出力パワーが少なくとも20ミリワットとなるように選択され、出力パワーがターゲットの光吸収特性に対して調整可能であるレーザ機器。

【請求項4】 少なくとも2個のマイクロチップ・レーザのうち少なくとも1個が熱電式熱交換器に熱的に接触して出力レーザ波長の連続的な同調を可能とするとともに、出力レーザ・ビームの出力パワーを制御するためにハウジングの内側の面に取り付けられ、バッテリー、スイッチング手段、ポンピング・レーザに電気的に接続された可変パワー・ダイオードを含む請求項3に記載のマルチプル・マイクロチップ・レーザ機器。

【請求項5】 外科および歯科処置用の小型で再充電可能な手持ち式の、受動式Qスイッチ・パルス・レーザ機器であって、少なくとも1個のマイクロチップ・レーザを含む小型な手持ち式ハウジングと、少なくとも1個のマイクロチップ・レーザのうち少なくとも1個のレーザ・キャビティ内に配置され、出力レーザ・ビームを受動的にQスイッチングさせるための可飽和吸収結晶と、マイクロチップ・レーザと光学的に接触する半導体ポンピング・レーザと、制御手段とポンピング・レーザに電気的に接続されてレーザ動作中に単独の電源としての役割を果たす少なくとも1個の充電可能なバッテリーと、バッテリーに電気的に接続され、ハウジングを充電器に差し込んだときにバッテリーを充電させる充電電極と、レーザ・ビームをマイクロチップ・レーザからターゲットまで送るようにハウジングの内側に取り付けられた少なくとも1個の内部反射手段とを含み、マイクロチップ・レーザのうちの1個は、光重合によって硬化させる選択されたターゲット材料のピーク吸収波長と一致する出力ビーム波長を有する青色レーザであり、バッテリーは、機器が独立型で手持ち式となる大きさであり、レーザ動作中の機器の電力消費が最大で10ワットとなり、かつ青色レーザの出力パワーが少なくとも20ミリワットとなるように選択され、出力パワーを選択されたターゲット材料の光吸収特性に対して調整できるようにしたレーザ機器。

【請求項6】 ダイオード励起固体レーザ発生機器を使用して外科、歯科、および医療に有用な光重合可能な複合材を硬化させ、生体組織を滅菌する方法であって、レーザ・ビームが滅菌する生体組織部位を照射できるように、その部位を十分に露出させるステップと、第1の選択された固体レーザ・マイクロチップをダイオード・レーザでポンピングし、マイクロチップから発生したレーザ・ビームをレンズを通過させることによって、手持ち式で独立型のダイオード励起固体レーザ発生機器内で単一の選択された波長の紫外線波長レーザ・ビームの発散ビームを発生させるステップと、第1の選択されたマイクロチップから放射される光の波長を最大で360nmとして、汚染されている生体組織の最大吸収波長となるように選択して、組織を汚染している生きている微生物を死滅させるのに十分な時間、発散ビームを滅菌すべき生体組織部位に向けるステップと、修復を実現するのに十分な量の選択された光重合可能な医用複合材を修復部位に置くステップと、機器をスイッチング手段によ

て硬化動作モードに切り換え、それによって機器内で少なくとも第2の選択された固体レーザー・マイクロチップのポンピングを開始するステップと、第2の選択されたマイクロチップによって発される選択された波長を最大でも480nmとして、機器内で選択された波長の単一バンド青色波長のレーザー・ビームを発生させて集束させ、光ビームを集束レンズを通過させるステップと、波長を選択された複合材の最大吸収波長となるように選択して、材料の硬化を実現するのに十分な時間、機器からの集束した単一バンド波長のレーザー・ビームを材料に向けるステップとを含む方法。

【請求項7】 修復を実現するのに十分な量の選択された光重合可能な医用複合材を修復部位に置くステップと、少なくとも1個の選択された固体マイクロチップを少なくとも1個のダイオード・レーザーでポンピングし、マイクロチップから発生したレーザー・ビームを集束レンズを通過させることによって、手持ち式で独立型のダイオード励起固体レーザー発生機器の内側で選択された波長の単一バンドの青色波長レーザー・ビームを発生させ、それを集束させるステップと、レーザー・ビームの波長を最大でも480nmとし、波長を選択された材料の最大吸収波長となるように選択して、材料の硬化を実現するのに十分な時間、機器からの集束した青色波長レーザー・ビームを材料に向けるステップとを含む光重合可能な医用複合材を硬化させる方法。

【請求項8】 レーザー・ビームを材料に向けるステップが、まず生体組織と材料の境界に集束レーザー・ビームの焦点を合わせ、次いで焦点を境界から離れ、材料の表面に向かう方向に移動させ、境界から離れた位置にある表面で終わることによって行われ、その結果材料が最初は境界で硬化し最後に表面で硬化する請求項6または7に記載の方法。

【請求項9】 生体組織を滅菌する方法であって、レーザー・ビームが滅菌する生体組織部位を照射できるように、その部位を十分に露出させるステップと、少なくとも1個の選択された固体レーザー・マイクロチップを少なくとも1個のダイオード・レーザーでポンピングし、マイクロチップから発生したレーザー・ビームをレンズを通過させることによって、手持ち式で独立型のダイオード励起固体レーザー発生機器の内側で単一の選択された波長バンドの発散紫外線波長レーザー・ビームを発生させるステップと、光の波長を最大でも360nmとして組織を汚染している生きている微生物を死滅させるのに十分な時間、レーザー・ビームがレーザー・ビームの焦点を越えて組織部位に接触し、その結果レーザー・ビームを滅菌すべき部位を覆うのに十分な断面積を有する発散ビームとして、滅菌すべき生体組織部位上に向けるステップとを含む方法。

【請求項10】 光活性化硬化機構を有する医用複合材を硬化する方法であって、複合材の硬化を実施するため

に、集束したQスイッチ・パルス・レーザー・ビームを複合材に向けるステップを含み、レーザー・ビームが少なくとも1個のレーザー材料から単一バンド青色波長で発生し、その波長が最大でも480nmであり、複合材の最大吸収波長となるよう選択される方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、ダイオード励起固体マイクロチップから単一線レーザー・ビームを発生させる、医用レーザー機器を使用して歯科用および外科用複合材を硬化させ、また生体組織を滅菌する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】既知の歯科用および外科用レーザーは大型であり、電源、冷却剤、および光ファイバ・ケーブルによって手持ち式の機器に接続される。これらの機器は、ウォール・プラグ効率(wall plug efficiency)が0.01%未満であるガス入りプラズマ管により非効率的であり、2000ワットを超える電力が消費される。米国特許第5,334,016号のGoldsmithらは、ヘリウム-ネオン・レーザーと組み合わせて歯科用材料を硬化させるアルゴン・レーザーを開示している。このシステムは、強制空冷を行う分離ハウジングと、分離手持ち式装置にレーザー・ビームを伝送するための光ファイバ・ケーブルとを必要とする。このレーザー波長は、硬化させる材料の組成のピーク吸収波長と一致しない。米国特許第5,388,987号のBadolzら、米国特許第5,548,604号のTopeは同様に歯科用レーザー装置を開示している。しかしそれらはすべて、光ファイバおよび電源ケーブルによって分離手持ち式装置に接続された、大型の固定装置である。これらはコードレス装置ではない。これらのレーザーの波長は、硬化させる材料のピーク吸収波長と一致せず、非常に多くのエネルギーが浪費される。

【0003】Cipollaは米国特許第5616141号で、アルゴン・レーザー歯科用機器と、歯科用複合材を硬化する方法を開示している。しかしレーザー・ビームは多数の波長を含み、そのうちいくつかの波長は硬化には有用でないために、汙波しなければならない。従ってこのシステムには、硬化に必要なレーザー線を生成する非効率的な方法が示されていることになる。加えてこのレーザー・システムはアルゴン・ガス・レーザーであり、これを作動させるためにはハイ・パワーの冷却システムを備えなければならない。さらにアルゴン・ガス・レーザーは、高電圧および高電流電源を必要とする。従って、この機器を小型で手持ち式の独立型装置に作成することができない。大型固定装置を光ファイバおよびケーブルによって分離した手持ち式部分に接続することが必要である。さらに、アルゴン・レーザーの出力は青から緑までの多数の波長からなり、この中で488nmの青色線のみが硬化に有用である。このビームはコリメートされてい

るので、ビームの放射の長さ方向に沿って一定のパワーを有する。この結果、表面層が、より深い層よりも先に硬化し始め、硬化が制御されず、また内部に気泡が生じる。

【0004】Vasseliadisらの米国特許第4,940,411号は、1.06 $\mu$ mのパルスNd:YAGレーザを使用して歯髄組織を全滅させ、滅菌する方法を開示している。この装置は独立型でもコードレスでもなく、発生する波長を複合材の硬化に使用することができない。また、滅菌は切除と焼灼によって行われ、生体組織を殺すことなく行うことができない。また米国特許第5,507,739号には歯科治療用の二重波長レーザが開示されているが、これらは複合材の硬化にも組織の滅菌にも有用ではない1.06 $\mu$ mおよび1.32 $\mu$ mの赤外線波長である。

【0005】Paghdialaは米国特許第5,401,171号で、歯科で利用できる切除用集束パルスEr:YAGレーザを開示している。レーザ・ビームは手持ち式器具内で発生させるが、その電源および水冷ポンプは外部にあり、手持ち式機器の独立型ではなく、複合材を硬化させる方法も組織の滅菌方法も開示されていない。

【0006】Kowalyk他は米国特許第5,456,603号で、若干の色素材料によって減衰した赤、緑、深青、および紫外(UV)光を放射するパルス式周波数二重レーザを使用して、歯の腐蝕を除去する方法を開示している。しかし、この特許には、硬化用の医用複合の最大吸収波長と一致する波長について述べられていない。しかも、この装置は小型ではなく、手持ち式でも独立型の機器でもない。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】低コストで製造することができ、小型な独立型の、効率的、充電可能な、歯科用または外科用レーザ機器を開発する必要性が依然として存在する。また、歯科用および外科用複合材をレーザで硬化させ、また組織をレーザで滅菌する効率的な方法を提供する必要性が依然として存在する。本発明は、上記必要性を満たすことを課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、外科処置および歯科処置用の小型で充電可能な手持ち式レーザ機器であって、半導体ボンピング・レーザを含む単一の手持ち式ハウジングを備えている。そのハウジングには、ボンピング・レーザに光学的に接触しかつボンピング・レーザによってボンピングされるマイクロチップ・レーザと、レーザ・ビームをマイクロチップ・レーザからターゲットまで送るようにハウジング内に取り付けられた内部反射手段と、出力レーザ・ビームを調整するために内部反射手段から離れたハウジングの一端に取り付けられた出力用レンズと、充電電極に電気的に接続されて単独

の電源としての役割を果たす少なくとも1個の充電可能なバッテリーと、ハウジングに取り付けられて指先の圧力に応答しかつバッテリーおよびボンピング・レーザに電気的に接続される制御手段と、ハウジングが充電器に差し込まれたときバッテリーを充電させる充電電極とを収納してある。そのバッテリーとボンピング・レーザは、レーザ動作中のレーザ機器の電力消費が最大でも10ワットとなるように、かつ出力レーザ・ビームの出力パワーが少なくとも20ミリワットとなるように選択され、出力パワーをターゲットの光吸収特性に対して調整可能にされている。

【0009】また本発明方法は、ダイオード励起固体レーザ発生機器を使用して外科、歯科、および医療に有用な光重合可能な複合材を硬化させ、生体組織を滅菌する方法である。具体的には、レーザ・ビームが滅菌する生体組織部位を照射できるように、その部位を十分に露出させ、第1の選択された固体レーザ・マイクロチップをダイオード・レーザでボンピングし、マイクロチップから発生したレーザ・ビームをレンズを通過させることによって、手持ち式で独立型のダイオード励起固体レーザ発生機器内で単一の選択された波長の紫外線波長レーザ・ビームの発散ビームを発生させ、第1の選択されたマイクロチップから放射される光の波長を最大で360nmとして、汚染されている生体組織の最大吸収波長となるように選択して、組織を汚染している生きている微生物を死滅させるのに十分な時間、発散ビームを滅菌すべき生体組織部位に向け、修復を実現するのに十分な量の選択された光重合可能な医用複合材を修復部位に置き、機器をスイッチング手段によって硬化動作モードに切り換え、それによって機器内で少なくとも第2の選択された固体レーザ・マイクロチップのボンピングを開始させ、第2の選択されたマイクロチップによって発せられる選択された波長を最大でも480nmとして、機器内で選択された波長の単一バンド青色波長のレーザ・ビームを発生させて集束させ、光ビームを集束レンズを通過させ、波長を選択された複合材の最大吸収波長となるように選択して、材料の硬化を実現するのに十分な時間、機器からの集束した単一バンド波長のレーザ・ビームを材料に向けることを特徴とするものである。

【0010】

【発明の実施の形態】本発明の上記その他の目的ならびに利点は、以下の好ましい実施形態の図面および説明よりさらに明らかになるであろう。

【0011】本発明は、ターゲット部位(単に部位ということもある)の滅菌や光重合硬化などの医療処置用の歯科学、口腔および整形外科などで使用する、軽量で人間工学的な、手持ち式で、コードレスであり、ポータブルな、独立型のレーザ機器である。図1に示すマイクロチップ・レーザ6からの出力波長はターゲット材料のピーク吸収波長に適合し、マイクロチップ・レーザ6から

の出力パワーは、ターゲット材料の特定の要件に適合する。医療的、外科的、および歯科的なターゲット部位の例には、皮膚の表面、歯肉、歯の表面、骨の表面、骨の内部、および外科的切開による内部組織が含まれる。外科的および歯科的部位のその他の例は、光重合によって硬化可能な材料である。

【0012】本実施形態の機器全体は、図1に示す単一の、手持ち式で人間工学的なハウジング1に収容される。この装置は、少なくとも1個の充電可能なバッテリー2によって電力が供給される。このバッテリー2は、図1に示すように、装置を充電器4に差し込んだとき充電できるように充電電極3にワイヤで電気的に接続されている。ワイヤによって可変パワー・ダイオード11（図1）に電気的に接続された半導体ポンピング・レーザ5は、図2A、図2B、および図2Cに示すように、ポンピング・レーザ5と光学的に接触している少なくとも1個のマイクロチップ・レーザ6からのレーザ放射を誘導する。「光学的接触」とは、1つの構成要素からのレーザ・ビームが隣りの構成要素を照射して刺激するように、視線方向に向いていることを意味する。図1の部分Lの詳細を図2A、2B、および2Cに示すが、これらはマイクロチップ・レーザ6のアセンブリの3種類の実施形態の拡大図である。図1に示す構成要素はすべて、ハウジング1の内側に取り付けられて、互いに接続して位置合せされる。ハウジング1の内側のレーザ・ビームの光路上に内部反射手段7が取り付けられている。マイクロチップ・レーザ6からのレーザ・ビームを反射手段7で反射させて、図1の矢印で示すようにターゲット部位まで送る。内部反射手段7は、鏡、プリズム、および光ファイバのいずれか1つから選択されたものである。各マイクロチップ・レーザ6は少なくとも2個の結晶で構成される。それらの結晶は、光学的に接触させて接合し、ヘテロ接合を形成している。ハウジング1の内側で、マイクロチップ・レーザ6と内部反射手段7の間に出力フィルタ8が取り付けられている。内部反射手段7から離れた一端にあるハウジング1の先端には、出力コリメート・レンズ9が取り付けられている。図1に示すように、ポンピング・レーザ5までワイヤを貫流する電流をオン/オフし、これによってレーザをオン/オフする制御手段である指制御ボタン10が設けられている。可変パワー・ダイオード11は、制御ボタン10、ポンピング・レーザ5、およびバッテリー2にワイヤで電気的に接続され、バッテリー2からの電力を変化させることができる。電力を変化させることによって、出力レーザのパワーを選択されたターゲット材料の特定の光吸収特性に適合させることができる。マイクロチップ・レーザ6の同調の制御と温度制御は熱電加熱冷却式の熱交換器12によって行われる。加熱冷却によってマイクロチップ・レーザ6内の結晶の温度および屈折率を調節して、マイクロチップ・レーザ6から放射されるレーザ・ビーム

の出力波長を調整する。ハウジング1には任意選択で外部反射手段13が取り付けられ、これを出力レーザ・ビームの光路内で移動させて、到達するのが困難な患者のターゲット部位にレーザ・ビームを向け直すことができる。外部反射手段13は、鏡、プリズム、および光ファイバのいずれか1つから選択される。バッテリー2は、レーザ動作中の電力消費が最大でも10ワットであり、少なくとも20ミリワットの出力レーザ・パワーの容量が得られるように選択される。上記の特徴のすべては、マイクロチップ・レーザ6アセンブリの以下の3種類の実施形態それぞれの特徴である。

【0013】マイクロチップ・レーザ6の第1の実施形態を図2Aに示すが、好ましくはヘテロ接合結晶、Nd:YAG/KNbO<sub>3</sub>で構成される単一のマイクロチップ・レーザ6を有する。このレーザは、光重合により硬化することができる歯科用および外科用材料を硬化させるのに有用な、最大で480nm、好ましくは最小で472nmの波長、最大で474nmの波長を放射する。この実施形態のその他の例では、マイクロチップ・レーザ6は、外科的および歯科的なターゲット部位の滅菌に有用な210~360nm、好ましくは354nm~356nmの波長を放射する。このマイクロチップ・レーザ6は、好ましくはヘテロ接合結晶、Nd:YAG/KNbO<sub>3</sub>/LBOで構成され、また、この滅菌用のレーザはNd:YVO<sub>4</sub>/KTP/LBOとして示される、Nd:YVO<sub>4</sub>、KTP、およびLBO結晶で構成させてもよい。微生物は可視光よりも紫外（UV）光に敏感であるため、実施形態の滅菌レーザの出力パワーは、可視光による滅菌の際の出力パワーよりもかなり低い。この実施形態のその他の例では、能動Qスイッチ電極14が好ましいマイクロチップ・レーザ6のKNbO<sub>3</sub>に、かつ制御ボタン10に取り付けられ、能動Qスイッチングを行う。

【0014】図2Bに示す第2の実施形態では、図1に示すものと同じハウジング1内に、ポンピング・レーザ5と光学的に接触する2個の異なるマイクロチップ・レーザ6が存在する。マイクロチップ・レーザ6は、硬化用には472nm~474nmの波長のレーザ出力であるNd:YAG/KNbO<sub>3</sub>が、また滅菌用には354nm~356nmの波長のレーザ出力であるNd:YAG/KNbO<sub>3</sub>/LBOが好ましい。この実施形態のその他の例では、能動Qスイッチ電極14は図1および図2Bに示すように、マイクロチップ・レーザ6のKNbO<sub>3</sub>と制御ボタン10に取り付けられて能動Qスイッチングを行う。UVレーザ・ビームと青色レーザ・ビームとの間の切替えを行うためのスイッチが制御ボタン10に組み込まれており、従って、滅菌と光重合による硬化には同じ機器が使用される。図3の実施形態のように、切り換えスイッチ16を別途用意してもよい。

【0015】図2Cに示す第3の実施形態では、可飽和

吸収結晶15、好ましくはCr:YAGが、レーザ出力を受動的にQスイッチングさせることができる少なくとも1個のマイクロチップ・レーザ6のレーザ・キャビティ内に配置される。これによって、高ピーク・パワーおよび高効率のパルス式レーザ・ビーム出力がもたらされる。その利点は、より完全な浸透および硬化、ならびにより良好な熱損失と、熱運動のより良好な制御である。この実施形態の1つの例では、好ましいマイクロチップ・レーザ6の少なくとも1個はNd:YAG/Cr:YAG/KNbO<sub>3</sub>であり、これは最小で472nmで、最大で474nmの出力レーザ・ビーム波長を放射する。この実施形態のその他の例では、好ましいマイクロチップ・レーザ6の少なくとも1個はNd:YAG/Cr:YAG/KNbO<sub>3</sub>/LBOであり、これは出力レーザ波長が少なくとも354nmであって最大でも356nmである、歯科および外科的ターゲット部位を効率的に滅菌するための紫外光を放射する。その他の例では、2個以上のパルス式マイクロチップ・レーザ6が同じハウジング1内に収容され、異なるレーザ間でスイッチングを行うためのスイッチが制御ボタン10に組み込まれている。従って、医療処置における滅菌ステップと硬化ステップとの間で時間が浪費されない。

【0016】図3は、他の実施形態であり、マイクロチップレーザ6が2つ平行に並べて配置されており、ハウジング1内にそれぞれのレーザビーム用の内部反射手段7が2つ並べて配置してある。また、この実施形態では出力レンズ17としては集束レンズを用いている。さらに、レーザをオンオフする指制御スイッチ10をハウジング1の握り部のレーザビーム放射側に配置、かつ光動作モードを滅菌動作からターゲット材料を硬化させる硬化モードとを切り換える切り換えスイッチ16がハウジングの背側に配置している。

【0017】以下上記実施形態を用いて、外科用および歯科用複合材を硬化し、また生体組織を滅菌する方法について説明する。まず、レーザ・ビームが生体組織部位を照射できるように、その部位を露出させる。次いで固体マイクロチップ6をダイオード・レーザ5によってポンピングし、これにより単一バンド紫外レーザ・ビームの発散拡散ビームを発生させる。紫外線マイクロチップ6は前述の通り、Nd:YVO<sub>4</sub>/KTP/LBOやNd:YAG/KNbO<sub>3</sub>/BBOとすることができる。マイクロチップ6結晶レーザ材料は、任意選択で熱拡散により接触、結合させ、または光学エポキシによって結合させることができる。本実施形態の固体マイクロチップ6は、体積が1立方センチメートル未満となるように組み立てられた固体レーザ結晶材料である。マイクロチップ6は、すべて光キャビティ内に含まれる複数のそのような結晶材料から構成することができる。紫外線レーザの出力波長は210nm~360nmの間で選択され、殺される細菌細胞の最適な差吸収(difference

ntial absorption)と一致し、また健全な生体組織の最小吸収と一致するものであり、従って修復される部位の生体組織は殺されない。紫外線レーザ・ビームの発散ビームを、生体組織部位を汚染するすべての細菌生活形を死滅させるのに十分な時間、その部位に向ける。このビームは、滅菌される部位を覆うように発散する。

【0018】次いで、硬化動作モードでは、十分な量の選択された光重合可能な医用複合材を、修復し回復させる部位に置く。次いで機器1を、オン/オフ・スイッチ10のすぐ上にある切替え手段16によって硬化動作モードに切り換える。これによって、少なくとも第2の選択された固体レーザ・マイクロチップ6のポンピングを開始し、最大でも480nmの選択波長を発生させる。波長は、硬化させる材料の最大吸収波長になるように選択する。ビームは、回転ミラー7で反射した後に、レンズ17を通して集束する。この実施形態で選択されたマイクロチップ6は、Nd:YAG/KNbO<sub>3</sub>およびNd:YVO<sub>4</sub>/KNbO<sub>3</sub>からなる群から選択されたものである。集束ビームは、硬化が始まるのに十分な時間、選択された複合光活性化材料に向ける。レーザ動作中の電力消費は、最大でも10ワットであり、最大レーザ出力パワーは、少なくとも20ミリワットである。出力パワーは、ダイオード・レーザ駆動電子部品4によって、ターゲット材料の要件に合わせて調整される。

【0019】硬化の完全性を高めるため、まずレーザ・ビームの焦点を組織と複合材の境界上に置き、次いでその複合材中を境界から離れた表面に向かって移動させる。これによって気泡の発生がなくなり、複合材と修復される生体組織との間の結合が強化する。

【0020】マイクロチップ6によってレーザ・ビームの波長の特定の波長のみが発生する場合、フィルタは必要ではなく、そのパワーを従来技術よりもさらに効率的に使用することができる。パワーをほとんど必要としないため、充電電極3を備える充電可能なバッテリー2、ダイオード・レーザ駆動電子部品4、ポンピング・ダイオード・レーザ5、マイクロチップ6、鏡7、およびレンズ17を含む機器1の構成要素はすべて、従来技術では不可能であった手持ち式の、人間工学的でコードレスな独立型の、ポータブルで軽量の機器ハウジングであるユニット内に収容される。マイクロチップ6は、固体材料に限定されない任意の適切なレーザ材料で構成される。

【0021】Qスイッチ・パルス・レーザ・ビームは、硬化プロセスの効率および制御をさらに高めるために用いられる。表面層が硬化する前に、光重合可能な医用複合材のより深い層の光活性化を実施できるため、硬化には平行ビームよりも集束ビームが優れている。

【0022】機器1は、硬化モードの場合のみにも使用することができ、また滅菌モードの場合のみにも使用することができる。あるいは、まず組織部位の滅菌のため



に使用し、次いで復元性のある外科用または歯科用の光活性化複合材を硬化する。スイッチ9によって、1度に1つのモードのみが行われる。この組み合わせられた使用方法により、従来技術よりもはるかに感染の可能性を減少させながら、外科処置および歯科処置にかかる大量の時間が節約される。

【0023】従って上述のこれらすべての理由で、外科および歯科における複合材の硬化および滅菌の技術分野で、本発明の方法は大きな進歩であり、また相当な商業上のメリットがあることがわかる。

【0024】本明細書では、ある特定の工程段階、構造、および方法を示しかつ説明したが、基本的な本発明の概念の精神および範囲から逸脱することなく変更が可能であることが、当業者には明らかであろう。本発明は、添付の特許請求の範囲による他は本明細書に記載した特定の工程段階、構造、および方法に限定されるものではない。

【0025】

【発明の効果】以上詳細に説明したように使用に最適な波長を発生させることができるコードレスで、ポータブルな独立型の電源が充電可能な医科用、歯科用のレーザー機器を得ることができる。また、本発明は、実用的で効率的に生体組織を殺すことなくレーザー・ビームで素早く生体組織を滅菌することができる。さらに本発明は、同様にレーザー・ビームで医用複合材を硬化することができ、その際、従来技術の不完全な硬化などの問題を克服

することができる。さらに本発明は、時間を節約して生体組織を殺すことなく感染の発生を減少させることができ、単一の機器による単一の操作で、組織を滅菌しかつ医用複合材を硬化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の1実施形態の手持ち式、独立型、充電可能なレーザーの歯科用および外科用機器を示す図である。

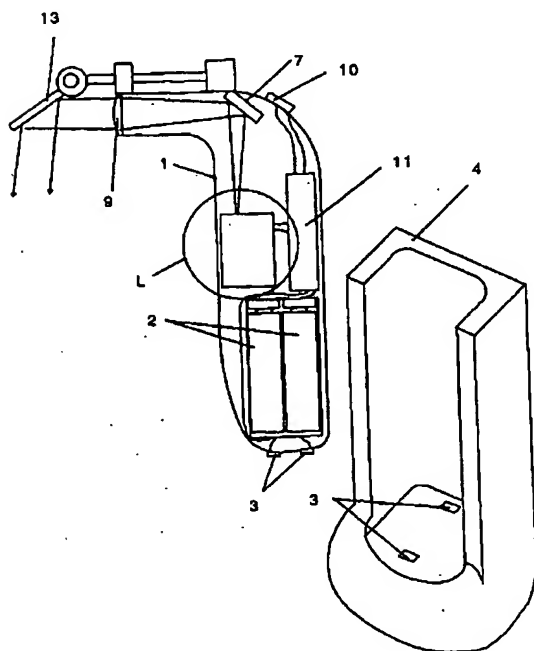
【図2】 図1の実施形態のマイクロチップ・レーザーのそれぞれ異なる例を示す図1に示した部分の拡大図である。

【図3】 第2の実施形態のレーザーの歯科用および外科用機器の断面図である。

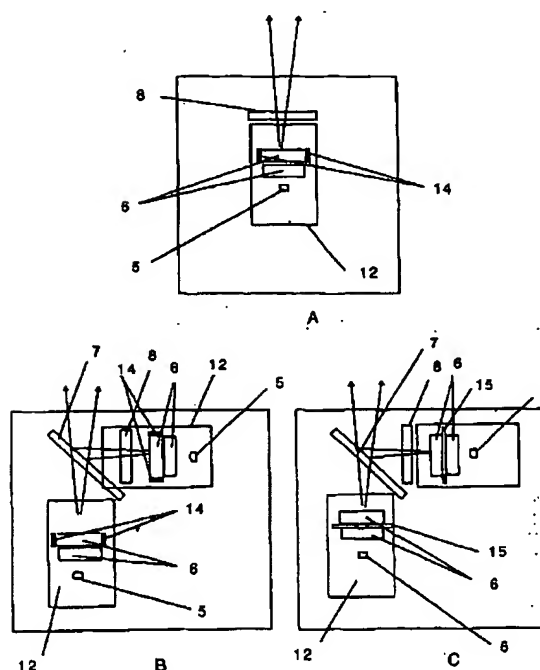
【符号の説明】

- 1 機器
- 2 バッテリー
- 3 充電電極
- 4 ダイオード・レーザー駆動電子部品
- 5 ダイオード・レーザー
- 6 マイクロチップ
- 7 回転ミラー
- 8 レンズ
- 9 切替え手段
- 10 オン/オフ・スイッチ

【図1】

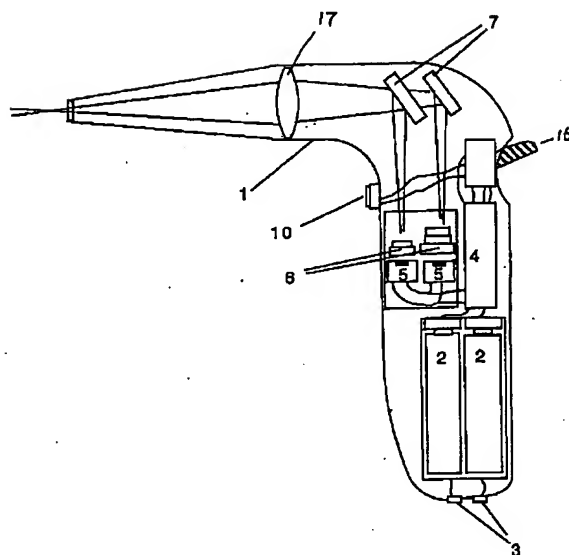


【図2】





【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 ユタカ・シモジ  
アメリカ合衆国・34624・フロリダ州・ク  
リアウォーター・ユニバーシティ コー  
ト・2125

Fターム(参考) 4C026 AA01 BB08 FF22 FF33 FF34  
GG01 GG06 HH02 HH04 HH06  
HH13 HH17 HH21 HH22  
4C052 AA06 AA17 BB11 HH01 MM10  
4C058 AA12 AA13 AA28 BB06 KK02  
KK26 KK27 KK28 KK32 KK46  
4C082 RA07 RC09 RE22 RE34 RE35  
RJ01 RJ06 RL02 RL04 RL06  
RL13 RL17 RL21 RL22